

138
21



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA
DE MEXICO

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

FUERZA DE UNION A DENTINA Y ESMALTE DE
UN SISTEMA ADHESIVO MULTIPROPOSITO AUTO
Y FOTOPOLIMERIZABLE.

T E S I N A

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

CIRUJANO DENTISTA

P R E S E N T A :

MOISES LEYVA ISLAS

DIRECTOR: C.D. FEDERICO BARCELO SANTANA

Federico Barcelo Santana
1997



MEXICO, D. F.

1997

TESIS CON
FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

ÍNDICE.

Resumen.....	3
Introducción.....	4
Antecedentes.....	6
Planteamiento del problema.....	11
Justificación del estudio.....	12
Hipótesis	
Objetivos.....	13
Materiales.....	14
Metodología.....	17
Resultados.....	24
Discusión.....	31
Conclusiones.....	32
Recomendaciones.....	33
Bibliografía.....	34

RESUMEN.

Los sistemas adhesivos dentales son productos que tienen alta resistencia adhesiva química y micromecánica a dentina, esmalte, metal, cerámica, resinas compuestas y cementos de resina. Tienen su origen en la década de 1960. Su evolución fue lenta porque eran resinas hidrofóbicas que no difundían bien en la dentina húmeda (su estado natural) y presentaban hidrólisis.

Los adhesivos actuales están conformados en general por: 1) ácido grabador, fosfórico o maleico que actúa en esmalte y dentina. 2) *Primer*, resina hidrofílica bifuncional de alta humectación y resistencia a la solubilidad adhiere en dentina húmeda. 3) Adhesivo, resina Bis-GMA, UDMA ó TEGDMA, que se une químicamente al *primer*.

En este estudio *in vitro* se aplicaron a las muestras cargas tangenciales a una velocidad de 1mm/min. y se comparó la fuerza adhesiva a dentina y esmalte del sistema Scotchbond Multipropósito Plus fotopolimerizable y autopolimerizable. Con el análisis de los resultados se observó: -En esmalte la fuerza de unión del sistema fotopolimerizable es significativamente mayor al sistema autopolimerizable. -En dentina la fuerza de unión del sistema fotopolimerizable no es significativamente diferente al sistema autopolimerizable. -La fuerza de unión del sistema fotopolimerizable es significativamente mayor en esmalte que en dentina. -En esmalte y dentina la fuerza de unión del sistema fotopolimerizable con 15 y 30 segundos de grabado ácido no es significativamente diferente.

INTRODUCCIÓN.

La odontología restauradora ha buscado materiales que logren una adhesión mecánica y/o química a los tejidos duros del órgano dentario para asegurar un estanco perfecto. Uno de estos materiales que se adhiere mecánicamente al diente es la resina. El uso de este polímero sobre el esmalte grabado con ácido se generalizó en la década de los 60s y hasta nuestros días se sigue empleando con éxito.

Sin embargo, en numerosos casos clínicos la técnica de grabar el esmalte no basta por sí sola para evitar, grietas marginales, caries secundarias y desprendimiento de obturaciones adhesivas, debido a que las preparaciones no presentan una anchura suficiente de esmalte.

Es por esto que en los años ochenta se desarrollaron compuestos órgano fosforados que lograban adhesión química a la dentina por medio de los iones calcio, pero tenían resistencia de unión tangencial baja y además estas uniones se debilitaban a través del tiempo porque sufrían un proceso de hidrólisis.

En la actualidad los adhesivos a dentina han solventado dichas limitaciones pues se desarrollaron *primers* bifuncionales, es decir, una parte de la molécula es hidrofóbica apolar con afinidad a las resinas del tipo metacrilato y la otra parte es hidrofílica polar con unión específica a los iones calcio de la dentina húmeda y además para aumentar la fuerza de esta unión química el *primer* logra una retención micromecánica al penetrar en los túbulos de la dentina grabada con ácido.

Estos adhesivos son llamados multipropósitos por ser capaces de unir a esmalte y dentina; porcelana, metal, restauraciones directas e indirectas. Son autopolimerizables, fotopolimerizables ó presentan ambas opciones de curado.

La aparición en el mercado de varios sistemas adhesivos a dentina y esmalte tiene potencial para cambiar el enfoque de la odontología restauradora. Pero dado su reciente ingreso, se han realizado pocos estudios para comprobar sus cualidades y observar su comportamiento clínico.

Es por lo anterior que surgió la inquietud de llevar a cabo pruebas en el laboratorio de materiales dentales con el sistema adhesivo 3M Scotchbond Multipropósito Plus, para conocer la fuerza de unión a dentina y esmalte que tienen sus dos sistemas de polimerización. Estas pruebas se realizaron en molares humanos. Con los resultados obtenidos se determinó si existe una diferencia significativa en cuanto a la resistencia de unión tangencial entre ambas formas de curado.

ANTECEDENTES.

Durante las últimas tres décadas numerosos sistemas adhesivos han salido al mercado, todos ellos con su propia estrategia adhesiva. Buonocore en 1955 describió los efectos del grabado ácido del esmalte. Bowen desarrolla en 1962 las resinas compuestas para adherirse en esmalte, basado en la molécula Bis GMA (bisfenol-metaacrilato de glicidilo).

Con la idea de intentar también adhesión a dentina Bowen (1965) introduce un compuesto llamado NPG-GMA (N-fenil-glicina-glicidil metaacrilato), que es un aminoácido capaz de provocar una unión a las proteínas del colágeno y quelación a los iones calcio de la dentina, pero la resistencia de unión era muy pobre debido a que la humedad del medio tendía a rechazar a los adhesivos.

Fusayama en 1977 graba esmalte y dentina con ácido ortofosfórico al 40% y después aplica una resina adhesiva, compuesta por Bis GMA y Phenyl-P (2 Methacryloyloxyethyl Phenyl Hydrogen Phosphate), el fenil fosfato se une químicamente a la hidroxiapatita y a los grupos amino de la colágena, y por ser un agente altamente humectante penetra en las irregularidades del esmalte grabado - como también en los túbulos abiertos de la dentina grabada, promoviendo una unión química y micromecánica.

Pero entre los investigadores existía el temor de grabar con ácido la dentina porque se creía que provocaba una grave irritación pulpar. Macko *et al* señaló que el grabado con ácido fosfórico antes de colocar base de ZOF causaba irritación pulpar. Fue Kanka quien reveló que la irritación pulpar observada por Macko no era causada por el ácido fosfórico, pero sí por el eugenol del ZOE.

La irritación de la pulpa producida por el grabado ácido de la dentina es transitoria, la biocompatibilidad de los sistemas adhesivos esta en función de que el agente de unión provea un sellado hermético contra bacterias y sus productos, Brännström 1982. Evitando también las fluctuaciones hidrodinámicas del fluido intratubular y el dolor postoperatorio.

El uso de ácidos sobre la dentina para remover los residuos formados en su superficie por la rotación de los instrumentos *smear layer*-lodo dentinario, ha causado un sinnúmero de controversias, entre ellas el punto de vista que sostiene que este barrillo es una barrera natural hacia la pulpa, la otra, que el lodo dentinario es una superficie contaminante que debe ser removida. Xin Yi Yu 1993, informó que los sistemas que no remueven el lodo dentinario, tienen un alto potencial para producir microfracturas entre la capa de lodo y la dentina, por lo que recomienda que esta capa sea removida para realizar una unión más fuerte e íntima entre el adhesivo y la dentina.

Sin embargo, en la década de los 80s grabar con ácido la dentina y aplicar un agente adhesivo no fue suficiente para asegurar por largo tiempo una unión entre dentina y resina. La presión fisiológica del fluido dentinario y su abundante presencia en el sitio de unión obstaculizaba la retención micromecánica de las resinas, que, en esos años eran hidrofóbicas y su estado natural de la dentina es húmedo, además estas uniones sufrían hidrólisis y se debilitaban con el tiempo.

Para superar este inconveniente se diseñaron moléculas bifuncionales que reaccionaban químicamente con los constituyentes orgánicos e inorgánicos de la dentina y simultáneamente co-polimerizaban con el composite. Nakabayashi utilizó el sistema 4 META (4-metacriloxi-etiltrimetilato anhidro), el cual difunde y penetra dentro de la superficie de la dentina desmineralizada, a esta zona El la nombra *capa híbrida*, la cual consiste en una mezcla de; agente de unión, resina, colágeno y cristales de hidroxiapatita.

Los actuales sistemas adhesivos a dentina y esmalte (llamados por los fabricantes de cuarta generación), contienen resinas como HEMA (Hidroxietil-metacrilato), BPDm (Bisfenol-metacrilato), DSDm (Dienilsulfona-dimetacrilato), PENTA (Monofosfato de dipentacrilol pentacrilato), y NTCG-GMA (N-tolil-glicina glicol metacrilato), que son *primers* hidrofílicos disueltos en etanol ó acetona para reducir su viscosidad y permitirles una mejor humectación sobre los sustratos (la acetona y el etanol tienen una tensión superficial baja 25 dinas/cm²).

La fuerza adhesiva de los actuales *primers* se basa principalmente en la interdentación micromecánica, mas que en su adhesión química.

En los sistemas adhesivos generalmente se realizan tres pasos:

- 1) Grabado de los sustratos dentarios con ácido fosfórico. Este ácido es familiar al clínico, su manejo es seguro y es barato en su fabricación. Su reemplazo por otro ácido grabador parece ser prematuro.
- 2) Aplicación del *primer* sobre la superficie lavada y húmeda.
- 3) Aplicación del agente de unión: BIS-GMA, UDMA (Dimetacrilato de uretano), ó TEGDMA (Trietilen glicol dimetacrilato), que se unen químicamente al *primer*. Estos agentes pueden ser: sin ó con poco relleno, autopolimerizables, fotopolimerizables ó de curado dual.

Una vez aplicado el adhesivo la cavidad queda lista para ser obturada con un composite ó con una restauración indirecta.

Xin Yi Yu 1993 informó que un agente de unión de alta viscosidad y fotocurable no puede penetrar profundo dentro de la dentina, en cambio un agente de autocurado y baja viscosidad tiene un alto potencial de infiltración en la dentina y polimeriza *in situ*.

La capa de unión *bonding layer*, que penetra tanto en la dentina intratubular como peritubular (zona desmineralizada), es un estrato elástico que puede absorber la contracción de polimerización del composite. Chang 1992 sugiere que una capa de unión con un espesor de 125 micrones soporta la tensión de contracción. Además esta capa elástica puede absorber y distribuir la tensión inducida por cambios térmicos, absorción de agua y cargas oclusales. Van Meerbeek 1993. Los sistemas adhesivos pueden ser aplicados en varios procedimientos restauradores:

- 1) En obturaciones directas con resinas compuestas.
- 2) Como adhesivo entre dentina/esmalte y amalgama.
- 3) Previo a la cementación de carillas laminadas.
- 4) Previo a la cementación de coronas metálicas ó PFM (porcelana fundida sobre metal).
- 5) Previo a cementar incrustaciones metálicas, de resina ó cerámicas.

6) Desensibilización de cuellos dentarios expuestos.

Entre sus ventajas se encuentran:

- 1) Sellado de los túbulos dentinarios.
- 2) Adhesión en superficies húmedas (estado natural de la dentina).
- 3) Biocompatibilidad.
- 4) Auto, foto y curado dual.
- 5) Alta resistencia a la solubilidad.
- 6) Alta resistencia adhesiva a dentina, esmalte, metal, cerámica y composites.
- 7) Compatibilidad con los cementos de resina.
- 8) Disminución de la sensibilidad postoperatoria.

Los sistemas adhesivos actuales informan valores de resistencia al desprendimiento de 20 MPa en esmalte y de 20 a 30 MPa en dentina. En 1992 Retief y cols. hicieron un estudio incluyendo a varios sistemas y sugirieron que 21 MPa de resistencia tangencial puede eliminar la microfiltración. Desafortunadamente muchos productos han salido al mercado prematuramente sin la suficiente evidencia de que su eficacia clínica ha sido probada. Las pruebas de laboratorio son indispensables para examinar a los nuevos sistemas adhesivos y predecir su comportamiento clínico. Se requiere además comprobar el desempeño de estos sistemas en circunstancias clínicas con un seguimiento a largo plazo, antes que los nuevos materiales adhesivos obtengan la certificación permanente para su uso en la práctica diaria.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

Existen numerosos sistemas adhesivos que son autopolimerizables y fotopolimerizables. Pero hay pocas investigaciones que comparen el comportamiento entre ambas formas de curado. En la práctica diaria ¿Por cual via de polimerización se decide el clinico cuando va a realizar un tratamiento? Si en un determinado momento no se dispone de una lámpara de curado o no esta indicado su uso ¿Se puede emplear la via autopolimerizable sin detrimento de los resultados?

La idea de llevar a cabo este estudio surgió por la inquietud de conocer la fuerza adhesiva que ofrecen ambas formas de curado y al mismo tiempo evaluar si las diferencias entre ellas pueden ser significativas o si es que ambas vias pueden emplearse indistintamente con conocimiento y seguridad.

JUSTIFICACIÓN.

Los sistemas adhesivos actuales, son el resultado de años de investigación y prometen mejorar el comportamiento clínico de otros materiales restauradores. Es seguro que estos sistemas van a ganar campo de aplicación y la aceptación por parte del clínico como material adhesivo de primera elección.

Los recientes sistemas adhesivos han hecho necesarias pruebas *in vitro* e *in vivo* para predecir y observar su desempeño y aprobar también su eficiencia clínica.

La presente investigación realizó pruebas *in vitro* a un sistema adhesivo multipropósito con el fin de valorar su fuerza adhesiva.

Los resultados obtenidos sirven como orientación al clínico para elegir con conocimiento la vía de polimerización que mas convenga en un determinado caso.

HIPÓTESIS.

En el sistema adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus, la vía fotopolimerizable tiene más resistencia al desprendimiento que la vía autopolimerizable.

HIPÓTESIS DE TRABAJO.

En el sistema adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus fotopolimerizable, aumenta la fuerza adhesiva al incrementar el tiempo de grabado ácido del esmalte y dentina.

1. OBJETIVO GENERAL.

En el sistema adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus, comparar la fuerza adhesiva a esmalte y dentina entre las vías auto y fotopolimerizables.

1.1 OBJETIVO ESPECÍFICO.

En esmalte y dentina, medir la fuerza adhesiva del sistema fotopolimerizable.

1.2 OBJETIVO ESPECÍFICO.

En esmalte y dentina, medir la fuerza adhesiva del sistema autopolimerizable.

1.3 OBJETIVO ESPECÍFICO.

En esmalte y dentina, medir la fuerza adhesiva que se logra con el sistema fotopolimerizable al duplicar el tiempo de grabado ácido.

EQUIPO Y MATERIAL.

- Máquina de pruebas universal Instron modelo 1137.
 - Pulidor metalográfico.
 - Lámpara de curado Visilux 2 3M.
 - Anillos de aluminio de 25mm de diámetro interno.
 - Molde de teflón de 2.5mm de espesor con una perforación central de 4mm de diámetro.
 - Mordazas.
 - Cronómetro.
 - Caja ambientadora.
-
- Sistema adhesivo Scotchbond Multipósito Plus.
 - Resina compuesta fotocurable Z-100 3M.
 - Resina compuesta autocurable Degufill SC.
 - Acrílico autopolimerizable Nic-Tone RV5.

Componentes del sistema adhesivo *Scotchbond Multipropósito Plus*.

Lote No. 19941012. (fig. 1).

Gel grabador (1): Ácido fosfórico a 35% con un pH de 0.6.

Activador (1.5): Sal de ácido sulfínico en una solución a base de etanol.

Primer (2): Solución acuosa de HEMA y un copolímero de ácido polialquenoico. Tiene un pH de 3.3.

Adhesivo (3): Mezcla de Bis-GMA, HEMA y aminas que le permiten ser auto y fotocurable.

Catalizador (3.5): Misma base Bis-GMA, HEMA pero incorpora un peróxido para permitir el autocurado.

Multi-Purpose Plus
Monitoimi Plus sidostimulantti
Multi-Purpose Plus Συμπλοκιστικός Ηαυγογυατός
Sistema Adesivo Dentinário Multi-Adesão Plus

4ml

5ml

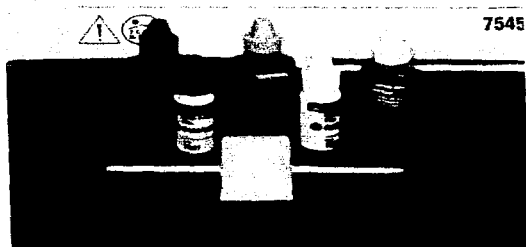


Fig. 1: Sistema adesivo Scotchbond Multipropósito Plus.

METODOLOGÍA.

Para evaluar al Sistema Adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus se utilizaron 30 molares humanos de reciente extracción (2-4 semanas) sin caries ni defectos aparentes, limpios de tejidos blandos y de sangre. Se conservaron en agua a 4°C dentro de un envase cerrado.

Para preparar los especímenes los molares fueron embebidos con resina acrílica autopolimerizable dentro de un anillo de aluminio con un diámetro interno de 25 mm. (fig. 2). Para exponer el esmalte y posteriormente la dentina los especímenes fueron lijados en un pulidor metalográfico con agua y mallas de carburo de silicio de 120, 320 y 600 granos. (fig. 3).

Los dientes montados fueron divididos al azar en tres grupos de 10 unidades cada uno y tratados con el sistema adhesivo siguiendo las instrucciones del fabricante.

Grupo 1 Se aplicó al esmalte ácido grabador (ácido fosfórico al 35%) durante 15 segundos, se lavó por 15 segundos y se aplicó aire (libre de humedad y aceite) durante 2 segundos. Se pinceló el *primer* sobre el esmalte y se secó suavemente con aire durante 5 segundos. Luego se aplicó el adhesivo y se fotopolimerizó por 10 segundos. Después se sujetó el hacedor de muestras (molde de teflón) contra el diente montado y de un solo incremento se llenó el molde con resina fotocurable y se curó durante 40 segundos. (fig. 4).

Grupo 2 Se grabó la superficie del esmalte con ácido por 15 segundos, se lavó por 15 segundos y se secó con aire por 2 segundos. Se aplicó el activador al esmalte y se secó suavemente por 5 segundos, luego se pinceló el *primer* y también se secó suavemente por 5 segundos. Se mezclaron adhesivo y catalizador y se aplicaron al esmalte. Después se colocó el molde de teflón contra el diente montado y de un solo incremento se colocó la resina compuesta autopolimerizable. (fig. 5).



Fig. 2: Material para preparar las muestras .



Fig. 3: Con el pulidor metalográfico (mallas 120, 320 y 600 granos) se expone esmalte (1a. valoración) y dentina (2a. valoración) .

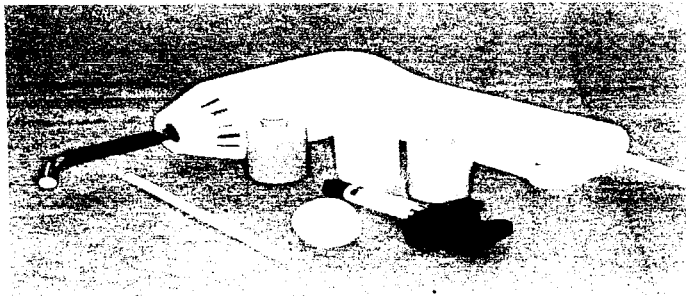


Fig. 4: Espécimen preparado para recibir el sistema adhesivo y resina compuesta fotopolimerizables.

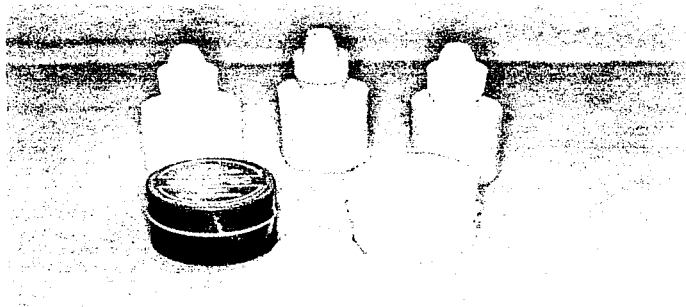


Fig. 5: Espécimen preparado para recibir el sistema adhesivo y resina compuesta autopolimerizables.

Grupo 3 Se emplearon los especímenes del grupo 1 (una vez que se les aplicó la carga). Se expuso la dentina. Los dientes de este grupo fueron tratados similarmente a los del grupo 1, también a ellos se unieron cilindros de composite fotopolimerizable (fig. 6).

Grupo 4 Aquí se emplearon los especímenes del grupo 2 (después de ser sometidos a carga). Se expuso la dentina. Y se trataron de modo similar a los dientes del grupo 2. Resina compuesta autopolimerizable también fue adherida sobre la dentina.

Grupo 5 Los dientes montados fueron manejados del mismo modo que en el grupo 1. Con la excepción de que en este grupo se duplicó el tiempo de grabado ácido del esmalte 30 segundos. De igual forma se adhirió resina fotopolimerizable al esmalte.

Grupo 6 Una vez que se aplicó la carga a las muestras del grupo 5 se expuso la dentina. Los dientes montados se manejaron del mismo modo que los del grupo 1. Con la excepción de que en este grupo el tiempo de grabado ácido fue de 30 segundos. Después se llenó el molde con resina fotocurable y se curó por 40 segundos.

En todos los grupos los moldes fueron retirados de los dientes montados. Los especímenes se guardaron durante 24 hrs. en agua a 37°C, antes de ser sometidos a las pruebas. (fig. 7).

La resistencia adhesiva tangencial fue medida en una máquina de pruebas universal Instron, con una velocidad de 1mm/min. (fig. 8-9).

Los valores obtenidos se vaciaron en una hoja "instrumento de recolección de datos" e informados en Megapascalas (MPa). (cuadro 1).

Estos valores fueron tratados con los análisis estadísticos de Snedecor-Fisher con una significancia de 5% y con la prueba de Scheffé.

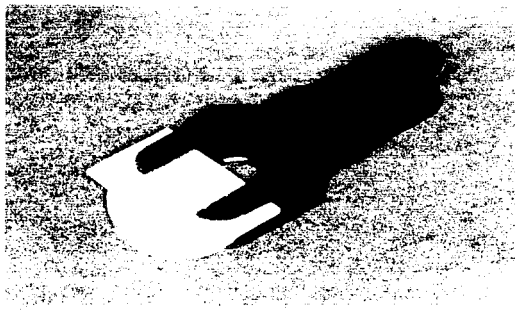


Fig. 6: Molde de teflón y pinzas para preparar el cilindro de resina compuesta.

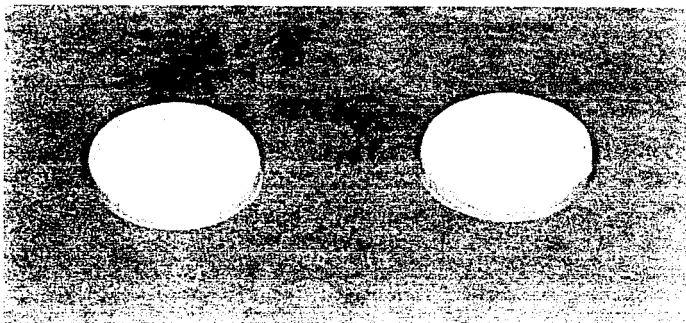


Fig. 7: Muestras terminadas para ser guardadas a 37°C en la caja ambientadora 24 hrs antes de recibir la carga.



Fig. 8: Muestra montada en la máquina de pruebas universal INSTRON. Aquí se le aplica carga tangencial para desprender el cilindro de resina compuesta.

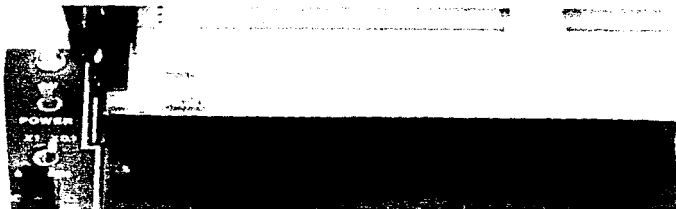


Fig. 9: Registro de la máquina INSTRON del comportamiento de la muestra al recibir una velocidad de carga de 1mm/min.

INSTRUMENTO DE RECOLECCION DE DATOS

MATERIAL: _____ LOTE No. _____

VIA DE CURADO: _____

TIEMPO DE GRABADO ACIDO: _____

Número de muestra	Fecha/hora de elaboración	Fecha/hora de carga	Kgf/cm ²	MPa	Sustrato dentario
					ESMALTE
					DENTINA

Cuadro I.

RESULTADOS.

El sistema adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus presentó los siguientes resultados:

Resistencia al desprendimiento con el sistema fotopolimerizable y resina compuesta Z-100 ;

esmalte	dentina
10.4 menor	4.6 menor
34.4 mayor	20.0 mayor
23.0 media	11.0 media (cuadro 2).

El sistema autopolimerizable y resina compuesta Degufill SC;

esmalte	dentina
8.5 menor	4.7 menor
18.0 mayor	12.6 mayor
12.6 media	8.4 media (cuadro 3).

Sistema fotocurable con resina compuesta Z-100, pero con la variante de grabar los tejidos dentarios por 30 segundos;

esmalte	dentina
21.3 menor	6.4 menor
34.4 mayor	24.6 mayor
26.7 media	14.2 media (cuadro 4).

Todas las cifras son Megapascuales, MPa.

SISTRATO	FUERZA DE UNION MPa			S**	CV%**
	Menor	Mayor	Media		
ESMALTE	10.4	34.4	23.0	8.2	35.5
DENTINA	4.6	20.0	11.0	5.3	48.0

Cuadro 2: Scotchbond Multipropósito Plus Fotopolimerizable con 15 seg de grabado ácido.

SISTRATO	FUERZA DE UNION MPa			S**	CV%**
	Menor	Mayor	Media		
ESMALTE	8.5	18.0	12.6	3.0	24.4
DENTINA	4.7	12.6	8.4	2.7	32.2

Cuadro 3: Scotchbond Multipropósito Plus Autopolimerizable con 15 seg de grabado ácido.

SUSTRATO	FUERZA DE UNION MPa			S **	CV% ***
	Menor	Mayor	Media		
ESMALTE	21.3	34.4	26.7	4.2	15.6
DENTINA	6.4	24.6	14.2	5.4	38.4

Cuadro 4: Scotchbond Multipropósito Plus Fotopolimerizable con 30seg de grabado ácido.

** Desviación estándar

*** Coeficiente de variación.

Los resultados fueron sometidos a un análisis de variancia para conocer la existencia de una diferencia estadísticamente significativa entre los seis grupos de muestras.

Los valores de los 60 especímenes fueron tratados con la prueba de Snedecor-Fisher, F. Con un nivel de significancia de 5%.

Se estableció la hipótesis: El sistema fotopolimerizable (X_1) tiene más resistencia al desprendimiento que el sistema autopolimerizable (X_2).

$$\therefore H_0: X_1 = X_2 \text{ (hipótesis nula)}$$

$$H_1: X_1 \geq X_2 \text{ (hipótesis alterna)}$$

Se obtuvo una variancia de:

$$F = 18.384$$

Aplicando la RD. (regla de decisión):

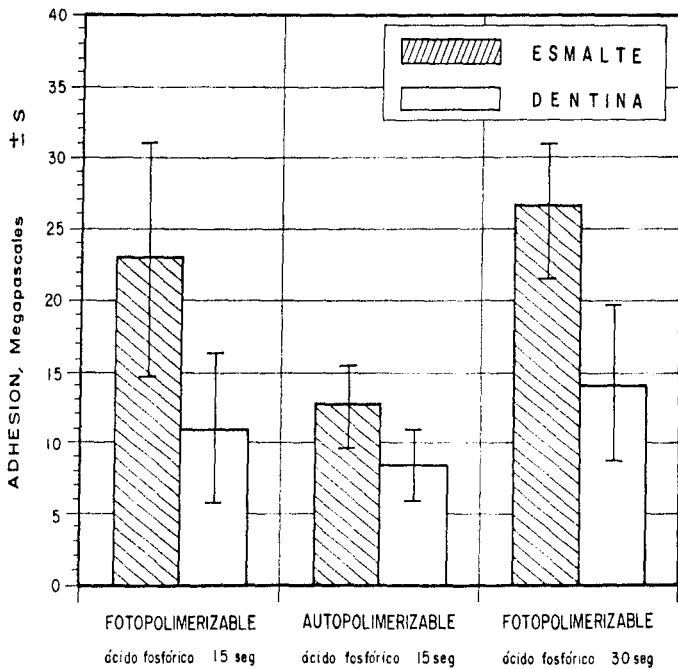
$$\text{Si } F_c \leq F_o, \text{ entonces se acepta } H_0$$

como $F_c = 18.384$ y $F_o = 2.86$ (nivel de confianza 5%)

$$\therefore F_c > F_o, \text{ entonces se rechaza } H_0$$

Conclusión: la resistencia al desprendimiento del sistema fotopolimerizable es mayor que la del sistema autopolimerizable. (gráfica 1).

Grafica I: Scotchbond Multipropósito Plus; Fuerza de unión a esmalte y dentina.



También se aplicó la prueba de Scheffé para comparar las medias aritméticas de cada uno de los seis grupos y determinar si existe una diferencia significativa entre ellos.

d=diferencia significativa de las medias de los grupos

$$d=8.2$$

∴ cualquier diferencia de 8.2 ó mayor entre los grupos es significativa.

De lo anterior observamos:

-En esmalte la fuerza de unión del sistema fotopolimerizable es significativamente mayor con respecto al sistema autopolimerizable.

-En dentina la fuerza de unión del sistema fotopolimerizable no es significativamente diferente con respecto al sistema autopolimerizable.

-La fuerza de unión del sistema fotopolimerizable es significativamente mayor en esmalte que en dentina.

-La fuerza de unión del sistema autopolimerizable no es significativamente diferente en esmalte que en dentina.

-En esmalte la fuerza de unión del sistema fotopolimerizable con 15 y 30 segundos de grabado ácido no es significativamente diferente.

-En dentina la fuerza de unión del sistema fotopolimerizable con 15 y 30 segundos de grabado ácido no es significativamente diferente.

-La fuerza de unión del sistema fotopolimerizable con 30 segundos de grabado ácido es significativamente mayor en esmalte que en dentina.(ver medias en cuadro 5).

SCOTCHBOND MULTIPROPÓSITO		FOTOPOLIMERIZABLE		AUTOPOLIMERIZABLE		FOTOPOLIMERIZABLE	
		Grabado ácido 15 seg		Grabado ácido 15 seg		Grabado ácido 30 seg	
PLUS		ESMALTE	DENTINA	ESMALTE	DENTINA	ESMALTE	DENTINA
FUERZA DE UNIÓN	MPa Menor	10.4	4.6	8.5	4.7	21.3	6.4
	Mayor	34.4	20.0	18.0	12.6	34.4	24.6
	Media	23.0	11.0	12.6	8.4	26.7	14.2
Desviación estándar		8.2	5.3	3.0	2.7	4.2	5.4
Coeficiente de variación %		35.5	48.0	24.4	32.2	15.6	38.4

Cuadro 5: Cifras obtenidas en el mismo sistema adhesivo con tres variantes.

DISCUSIÓN.

El fabricante del sistema adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus informa acerca de su producto la siguiente fuerza de unión:

Con el sistema fotopolimerizable; en esmalte 30.0 MPa, en dentina 31.0 MPa.

Con el sistema autopolimerizable; en esmalte 28.0 MPa, en dentina 18.0 MPa.

(no especifica si son valores máximos ó promedio)

Los valores que se obtuvieron en esta investigación fueron los siguientes:

El sistema fotopolimerizable; en esmalte 23.0 MPa, en dentina 11.0 MPa.

El sistema autopolimerizable; en esmalte 13.0 MPa, en dentina 8.0 MPa.

El sistema fotopolimerizable; en esmalte 27.0 MPa, en dentina 14.0 MPa. (con 30 segundos de grabado ácido).

Todos son valores promedio.

Se observa una discrepancia de los resultados obtenidos en este estudio con los datos informados por el fabricante. Inclusive al incrementar el tiempo de grabado ácido las cifras en dentina son la mitad de las que informa el fabricante.

Tanto las pruebas realizadas por el fabricante como las realizadas en este estudio se hicieron bajo condiciones ideales y controladas manejando todas las muestras con el mismo cuidado e iguales indicaciones. En la práctica clínica es difícil lograr condiciones "ideales" ó controladas por lo tanto estos valores deben tomarse con reserva.

CONCLUSIONES.

El sistema adhesivo Scotchbond Multipropósito Plus es un representante de la última generación de adhesivos dentales. Para realizar pruebas a estos materiales no existen parámetros concretos, dado que no hay una norma ISO ó ADA que especifique que pruebas realizar para determinar el comportamiento de los mismos.

En este estudio se evaluó la resistencia al desprendimiento bajo cargas tangenciales, desde luego se pueden llevar a cabo otros tipos de pruebas en estos sistemas. La resistencia al desprendimiento es un reflejo de la fuerza de unión que pueden tener estos adhesivos a esmalte, dentina y otros sustratos.

Los valores que se obtuvieron en esta investigación son menores a los informados por el fabricante. Esto no quiere decir que este sistema tenga deficiencias en su comportamiento, porque al medir su fuerza de unión, solo se evalúa parcialmente su desempeño global.

Tomando en cuenta que no se tiene un seguimiento a largo plazo de su comportamiento en boca y debido a que existe una diferencia significativa entre lo que informa el fabricante y los resultados que se obtuvieron en el estudio, el clínico debe de usar estos sistemas con conocimiento, sin forzar al producto fuera de sus límites.

RECOMENDACIONES.

Durante la realización de las pruebas se observó que después de someterse a la carga la mayoría de las muestras se desprendían en la interfase sistema adhesivo-resina compuesta. Algunas se desprendieron llevando consigo tejido dentario (tanto esmalte como dentina) y obviamente estas muestras lograron las cifras más altas observadas.

Por lo anterior se propone la realización de un estudio futuro en el cual se controlen.

- 1- El espesor de las películas del *primer* y del adhesivo sobre el tejido dentario.
- 2- Implementar algún método mediante el cual los cilindros de resina compuesta se condensen y curen bajo presión para comprobar si de esta manera se evita la fractura en la interfase resina compuesta-sistema adhesivo.

Si se logra lo anterior es seguro que mejorará el comportamiento de las obturaciones con composite, puesto que la resina compuesta tendría una unión más fuerte con el sistema adhesivo y este a su vez con el tejido dentario.

BIBLIOGRAFÍA.

Barceló, Federico H. Bolaños, Arturo. Borges, Aída. Resistencia al desprendimiento de adhesión a esmalte y dentina de seis sistemas adhesivos dentales. Departamento de investigación de materiales dentales. Universidad Nacional Autónoma de México. C.U. México, D.F.

Burke, F.J.T. A review of test methods in 50 dentin bond test publications. *Journal of Dental Research* 1997; 76 (special issue) 191.

Eick, David J. Cobb, Charles M. Chapell, Robert P. The dentinal surface; its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence International*. 1991; 22 : 967-977.

Eick, David J. Cobb, Charles M. Chapell, Robert P. The dentinal surface; its influence on dentinal adhesion. Part II. *Quintessence International*. 1992; 23: 43-51.

Fusayama, Takao. A simple pain free adhesive restorative system. Ishiyaku Euro-America, Inc. Tokio, Japan. 1993.

Kanka, John. A method for bonding to tooth structure using phosphoric acid as a dentin-enamel conditioner. *Quintessence International*. 1991; 22(4): 285-290.

Kanka, John. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence International*. 1992; 23(1): 39-41.

Quintero Englebright, Miguel Ángel. y cols. Actualización en adhesivos para esmalte y dentina y otros sustratos. Práctica Odontológica. 16(2,3) 1995.

Roth, Françoise. Los composites. Masson, S.A. España. 1994.

Scotchbond TM Multi-Purpose Plus Dental Adhesive System. Technical Product Profile. 3M Dental Products Laboratory. St. Paul, MN. 1994.

Van Meerbeek, B. Peumans, M. Verschuere, M. Clinical status of ten dentin adhesive systems. J Dent Res 1994; 73(11) 1690-1702.

Xin Yi Yu. Joynt, Robert B. Davis, Elaine L. Bonding to dentin. J California Dental Association. 1993; 23-28.